



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 198 53 143 A 1

51 Int. Cl.⁶:
A 61 B 6/03
H 03 H 21/00

21 Aktenzeichen: 198 53 143.5
22 Anmeldetag: 18. 11. 98
43 Offenlegungstag: 17. 6. 99

DE 198 53 143 A 1

Mit Einverständnis des Anmelders offengelegte Anmeldung gemäß § 31 Abs. 2 Ziffer 1 PatG

71 Anmelder: VAMP Verfahren und Apparate der Medizinischen Physik GmbH, 91096 Möhrendorf, DE	72 Erfinder: Kachelrieß, Marc, Dr., 90409 Nürnberg, DE; Kalender, Willi A., Dr., Prof., 91096 Möhrendorf, DE
--	--

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Computertomograph mit reduzierter Dosisbelastung bzw. reduziertem Bildpunktrauschen

57 Die vorliegende Erfindung schafft einen Computertomograph (Ein- oder Mehrzeiler mit oder ohne Spiralabtastung), bei dem das Rauschniveau der interpolierten Projektionen einen bestimmten Schwellwert nicht übersteigt und der bei gleichbleibender Bildqualität eine signifikante Reduzierung der Patientendosis erlaubt oder dementsprechend bei gleichbleibender Patientendosis eine signifikant höhere Bildqualität erzielt.
Die zu rekonstruierenden planaren Projektionsdaten werden nach folgender Formel berechnet:

$$p_{AF}(\xi, \vartheta, z) = \int d\xi' d\vartheta' dz' f_{\Delta\xi}(\xi - \xi') f_{\Delta\vartheta}(\vartheta - \vartheta') f_{\Delta z}(z - z') p_X(\xi', \vartheta', z');$$

die Filterung findet also entweder vor oder nach Umrechnung auf Parallelgeometrie statt und minimiert somit den glättungsbedingten Verlust an Ortsauflösung.

DE 198 53 143 A 1

Die moderne Computertomographie (CT) beinhaltet eine Vielzahl von Meßmodalitäten. Einerseits existiert die konventionelle CT, also die Aufnahme einzelner Schichten. Diese wurde größtenteils durch die Volumenaufnahmetechnik Spiral-CT ersetzt. Andererseits werden neuerdings CT-Geräte gefertigt, die statt nur einer Detektorzeile mehrere Zeilen (N Zeilen) besitzen. Mit diesen Mehrzeilencomputertomographen sind sowohl Schichtaufnahmen von nunmehr N Schichten gleichzeitig, als auch Spiralaufnahmen möglich.

All diesen Modalitäten gemeinsam ist, daß eine Konvention ("z-Interpolation") X besteht, die gemessenen Daten $p(\beta, \alpha, n)$ (β ist der Winkel im Fächer, α der Projektionswinkel also die Winkelstellung der Röhre bzw. Winkelstellung von Röhre und Detektorsystem und n zählt die Nummer der Detektorzeile oder die Nummer der Schichtaufnahme) auf einen planaren transaxialen an der z-Position z_R gültigen Datensatz $p_X(\beta, \alpha, z_R)$ (Schichtdatensatz) umzurechnen. Dieser Schichtdatensatz wird dann mit einem Rekonstruktionsverfahren für planare Daten (üblicherweise gefilterte Rückprojektion oder Fourierrekonstruktion) rekonstruiert, um das CT-Bild zu erhalten.

Bei konventionellen Aufnahmen (Schichtaufnahmen), die aus Einzelumläufen an Positionen z', z'', z''', \dots entstehen, wird üblicherweise aber nicht notwendigerweise die Rekonstruktion nur an genau diesen Positionen zugelassen (d. h. $z_R \in \{z', z'', z''', \dots\}$). Bei Spiralaufnahmen ist die Rekonstruktionsposition z_R im allgemeinen frei und retrospektive wählbar. Die am weitesten verbreitete Konvention zur z-Interpolation bei Einzeilen-Spiral-CT ist der Algorithmus $X = 180^\circ \text{LI}$, eine lineare Interpolation zwischen in z-Richtung gemessenen Datenpunkten [Willi A. Kalender Wolfgang Seissler, Ernst Klotz und Peter Vock, "Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation", Radiology 176 (1), S. 181–183, Juli 1990], [Arkadiusz Polacin, Willi A. Kalender und Guy Marchal, "Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT", Radiology 185 (1), S. 29–35, Oktober 1992].

Bei allen CT-Bildern gilt, daß die Bildqualität in bezug auf Rauschen und Niedrigkontrasterkennbarkeit monoton mit der Patientendosis steigt. Das heißt, daß der Anwender den Röhrenstrom und somit die Dosisbelastung des Patienten soweit erhöht, bis die Bildqualität seinem (subjektiven) Empfinden nach "gut" ist. Dosisbetrachtungen haben insbesondere in europäischen Ländern einen hohen Stellenwert und somit werden viele Versuche unternommen, die Patientendosis bei möglichst gleichbleibender Bildqualität zu reduzieren.

Eine einfache Möglichkeit zur Reduzierung des Bildpunktrauschens bietet sich durch die Wahl eines glättenden Rekonstruktionsfilters. Die Rekonstruktionsfilter können an jedem kommerziell erwerblichen CT-Gerät in gewissen Grenzen frei gewählt werden und somit kann jeder Anwender das Rauschniveau im Bild verringern, ohne die Patientendosis zu erhöhen. Da mit dieser Methode der gesamte Datensatz geglättet wird, geht dies zwangsläufig mit einer Verschlechterung der Ortsauflösung einher. Das Problem, die Patientendosis bei möglichst gleichbleibender Bildqualität zu reduzieren, bzw. die Bildqualität bei gleicher Patientendosis zu erhöhen ist damit nicht gelöst, denn es muß ein Kompromiß zwischen Ortsauflösung und Bildpunktrauschen gemacht werden.

Zur Lösung des Problems finden sich in der Literatur Ansätze zur adaptiven Filterung der Meßdaten, d. h. der Datensatz wird nicht global, sondern nur lokal geglättet [Jiang Hsieh, "Adaptive trimmed mean for computed tomography image reconstruction", Proc. of SPIE, 2299, S. 316–324, 1994], [Jiang Hsieh, "Generalized adaptive median filter and their application in computed tomography", Proc. of SPIE, 2298, S. 662–672, 1994], [Jiang Hsieh, "Adaptive filtering approach to the streaking artifact reduction due to x-ray photon starvation", Radiology 205 (P), S. 391, 1997], [Berkman Sahiner and Andrew E. Yagle, "Reconstruction from projections under timefrequency constraints", IEEE Transactions on Medical Imaging, 14 (2), S. 193–204, Juni 1995]. Üblicherweise werden zur adaptiven Filterung benachbarte Detektorelemente verwendet die Filterung findet also ausschließlich in β -Richtung statt.

Ansätze, die Filterung rohdatenbasiert adaptiv (angepaßt an jeden einzelnen gemessenen Projektionswert) in allen drei Dimensionen β -, α - und z-Richtung) durchzuführen sind bisher nicht bekannt.

Der in Patentanspruch 1 angegebenen Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, für einen Computertomographen (Ein- oder Mehrzeilersystem mit oder ohne Spiralaufnahme) das Bildrauschen und die störenden Rauschstrukturen, die durch Korrelation benachbarter Bildpunkte entstehen, weitestgehend zu reduzieren. Damit wird eine Verbesserung der Bildqualität bei gleichbleibender Patientendosis erreicht bzw. eine Dosisreduzierung bei gleichbleibender Bildqualität möglich.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Patentanspruchs.

Die Erfindung ist nachfolgend erläutert.

Es bezeichne $p_X(\xi, \vartheta, z_R)$ die planaren Projektionsdaten (z. B. Schwächungswerte) eines CT-Scans, die an der z-Position z_R gültig sind. Dabei ist ξ der Kanalindex und entspricht in Fächergeometrie dem Winkel im Fächer und in Parallelgeometrie dem Abstand des Strahls zum Rotationszentrum. ϑ ist der Projektionsindex und entspricht sowohl in Fächer- als auch in Parallelstrahlgeometrie der Winkelstellung der Röhre bzw. der Winkelstellung von Röhre und Detektor. X sei der Name der Konvention zur z-Interpolation, mit der diese planaren Daten aus der Messung erzeugt wurden. Die Rekonstruktionsposition z_R sei retrospektiv auf einem der Messung entsprechenden Intervall $[z_{\min}, z_{\max}]$ frei wählbar. Dazu drei Beispiele. Beispiel 1: Im Falle der Einzeiler-Spiral-CT ist $X = 180^\circ \text{LI}$ ein denkbarer z-Interpolationsalgorithmus, der hier zur Anwendung kommen kann. Beispiel 2: Bei Mehrzeiler-Spiraldaten kann, analog zu Beispiel 1, eine Standard z-Interpolation zugrunde liegen. Beispiel 3: Bei konventioneller CT (Schichtaufnahmen) kann sowohl bei Ein- als auch bei Mehrzeilern als Konvention X eine Nächster-Nachbar-Interpolation oder eine lineare Interpolation zweier benachbarter, gemessener Schichten verwendet werden.

Bei dem hier beschriebenen Rekonstruktionsverfahren für die Computertomographie werden die planaren Projektionsdaten $p_X(\xi, \vartheta, z_R)$ vor der Rekonstruktion adaptiv nach folgender Formel gefiltert:

$$p_{AF}(\xi, \vartheta, z) = \int d\xi' d\vartheta' dz' f_{\Delta\xi}(\xi - \xi') f_{\Delta\vartheta}(\vartheta - \vartheta') f_{\Delta z}(z - z') p_X(\xi', \vartheta', z').$$

Dabei bezeichnen

- $p_X(\xi, \vartheta, z)$ die vor Durchführung der adaptiven Filterung (AF) zur Verfügung stehenden Projektionsdaten in Parallel- oder Fächerstrahlgeometrie. Diese errechnen sich aus den Meßdaten durch die Konvention $X \neq AF$ für beliebige z .
- $p_{AF}(\xi, \vartheta, z)$ die nach Durchführung der adaptiven Filterung zur Verfügung stehenden Projektionsdaten in Parallel- oder Fächerstrahlgeometrie. Diese Daten können dann der Rekonstruktion (z. B. gefilterte Rückprojektion) zugeführt werden.
- $\Delta\xi$, $\Delta\vartheta$ und Δz die Filterweiten in den drei Koordinatenrichtungen. Die Filterweiten sind Funktionen des aktuell adaptiv zu filternden Projektionswerts $p_X(\xi, \vartheta, z)$: $\Delta\xi = \Delta\xi(p_X(\xi, \vartheta, z))$, $\Delta\vartheta = \Delta\vartheta(p_X(\xi, \vartheta, z))$ und $\Delta z = \Delta z(p_X(\xi, \vartheta, z))$.
- $f_{\Delta\xi}(\cdot)$, $f_{\Delta\vartheta}(\cdot)$ und $f_{\Delta z}(\cdot)$ die Filterfunktionen (achsensymmetrisch mit Werten ≥ 0 und Gesamtfläche 1) für die Glättung in den jeweiligen Koordinaten. Die Filterweiten $\Delta\xi$, $\Delta\vartheta$ und Δz stehen jeweils für die Halbwertsbreiten oder ein anderes charakteristisches Breitemaß der Filterfunktionen. Wird eine oder mehrere der Weiten gleich Null, so reduziert sich die Filterfunktion zu einer Diracschen Deltafunktion und es findet in den entsprechenden Koordinaten keine Filterung statt.

In einer möglichen Ausführung könnte die Wahl der Filterweiten mit der Formel

$$(\Delta\xi + \bar{\xi})(\Delta\vartheta + \bar{\vartheta})(\Delta z + \bar{z}) = c \begin{cases} e^{p_X(\xi, \vartheta, z)} & \text{falls } e^{p_X(\xi, \vartheta, z)} \geq T^2 \\ T^2 & \text{sonst} \end{cases} \quad (20)$$

$$(\Delta\xi + \bar{\xi}) : (\Delta\vartheta + \bar{\vartheta}) : (\Delta z + \bar{z}) = \bar{\xi} : \bar{\vartheta} : \bar{z}$$

erfolgen. Dabei bezeichnen

- $\bar{\xi}$, $\bar{\vartheta}$ und \bar{z} den Abtastabstand in den drei Koordinatenrichtungen: $\bar{\xi}$ ist die Breite eines Detektorelements, $\bar{\vartheta}$ entspricht der Detektorintegrationszeit und \bar{z} der Halbwertsbreite des Schichtempfindlichkeitsprofils.
- $e^{p_X(\xi, \vartheta, z)}$ die relative Varianz des Projektionswerts $p_X(\xi, \vartheta, z)$ als Maß für das Rauschniveau des Punkts (ξ, ϑ, z) .
- T^2 den Schwellwert ab dem die Filterweiten $\Delta\xi$, $\Delta\vartheta$ und Δz einen von Null verschiedenen (positiven) Wert annehmen.
- c die Normierungskonstante, die so gewählt wird, daß bei Unterschreitung des Schwellwerts T die Filterweiten $\Delta\xi$, $\Delta\vartheta$ und Δz den Wert Null annehmen.

Folglich gilt $cT^2 = \bar{\vartheta}\bar{\xi}\bar{z}$.

Die Bedingung $(\Delta\xi + \bar{\xi}) : (\Delta\vartheta + \bar{\vartheta}) : (\Delta z + \bar{z}) = \bar{\xi} : \bar{\vartheta} : \bar{z}$ stellt sicher, daß das Verhältnis der effektiven Filterweiten (dies sind die Filterweiten plus der intrinsischen Mittelung durch das CT-Gerät) dem gerätebedingten und somit vom Hersteller optimierten Verhältnis aus Detektorbreite, Integrationszeit und z -Ausdehnung entspricht.

Die Filterfunktion selbst kann z. B. eine der folgenden Darstellungen haben:

- **Rechteck:** $f_{\Delta x}(x) = \frac{1}{\Delta x} \begin{cases} 1 & \text{falls } 2|x| < \Delta x \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$

- **Dreieck:** $f_{\Delta x}(x) = \frac{1}{\Delta x} \begin{cases} 1 - |x|/\Delta x & \text{falls } |x| < \Delta x \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$

- **Gauss:** $f_{\Delta x}(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \Delta x} e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{x}{\Delta x} \right)^2}$

Diese Darstellungen haben den Vorteil, daß die zugehörigen Integrationen analytisch ausgeführt werden können und die adaptive Filterung sich auf eine gewichtete Summe über die gemessenen Daten reduziert. Damit lassen sich die adaptiven Filter effizient implementieren.

Patentansprüche

1. Computertomograph (Ein- oder Mehrzeiler mit oder ohne Spiralabtastung), bei dem durch geeignete Filterung sichergestellt wird, daß das Rauschniveau der Projektionen einen bestimmten Schwellwert nicht übersteigt.
2. Computertomograph nach Anspruch 1, bei dem die Interpolation der Projektionen adaptiv erfolgt (adaptive Filterung, adaptive z -Interpolation).
3. Computertomograph nach Anspruch 2, bei dem die Projektionsdaten in Parallel- oder Fächerstrahlgeometrie sowohl in Kanalrichtung (ξ -Koordinate), in Projektionsrichtung (ϑ -Koordinate) als auch in axialer Richtung (z -Koordinate) adaptiv gefiltert werden.
4. Computertomograph nach Anspruch 3, bei dem die Projektionen adaptiv nach folgender Formel gefiltert werden

(3D-adaptive Filterung):

$$p_{AF}(\xi, \vartheta, z) = \int d\xi' d\vartheta' dz' f_{\Delta\xi}(\xi - \xi') f_{\Delta\vartheta}(\vartheta - \vartheta') f_{\Delta z}(z - z') p_X(\xi', \vartheta', z').$$

- 5 5. Computertomograph nach Anspruch 4, der bei nahezu gleichbleibender Bildqualität eine signifikante Reduzierung der Patientendosis erlaubt, oder dementsprechend bei gleichbleibender Patientendosis eine signifikant höhere Bildqualität erzielt.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65